

⑫ 公開特許公報(A)

昭60-98323

⑬ Int. Cl.⁴

G 01 K 7/32
I/02

識別記号

庁内整理番号

7269-2F
7269-2F

⑭ 公開 昭和60年(1985)6月1日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全3頁)

⑮ 発明の名称 生体内温度測定用プローブ

⑯ 特 願 昭58-206359

⑰ 出 願 昭58(1983)11月2日

⑱ 発 明 者 平 間 宏 一 神奈川県高座郡寒川町小谷753番地 東洋通信機株式会社
⑱ 発 明 者 齋 藤 義 明 新潟市五十嵐2の町8050番地
⑲ 出 願 人 東洋通信機株式会社 神奈川県高座郡寒川町小谷753番地
⑲ 出 願 人 齋 藤 義 明 新潟市五十嵐2の町8050番地

明 細 書

する。

1. 発明の名称

生体内温度測定用プローブ

2. 特許請求の範囲

アンテナ・コイルに圧電振動子を接続したプローブを生体内に挿込み前記生体外から所定周波数の電磁エネルギーを前記アンテナ・コイルを介して前記圧電振動子に与えこれが共振する際の前記電磁エネルギー吸収を観測するか或は前記電磁エネルギーの放射を中止した直後に於ける残輝を観測する生体内温度測定法に於いて、前記プローブの圧電振動子を所定の温度に於ける共振周波数が異なる複数の圧電振動子とすると共にこれらを前記アンテナ・コイルに並列に接続したことを特徴とする生体内温度測定用プローブ。

3. 発明の詳細な説明

本発明は生体内温度測定用プローブ、殊に生体内の温度をその生体内外を結合するケーブルを使用することなく測定する為のプローブに關

する。
従来生物学、医学上の研究或は特にガンの治療等を目的として生体内各部の温度を測定する為長期間生体内に挿込んだ無電源プローブと生体外の測定器との間を有線にて接続することなしに測温する方法が提案されている。

上述の如き測温方法としてはアンテナ・コイルに水晶振動子を接続したプローブを生体内の所望の位置に外科的に挿込むか或はこれを消化器内に渡すと共に生体外から所要周波数の電磁エネルギーを放射し前記アンテナ・コイルを介して前記水晶振動子に与えこれが共振する際のエネルギー吸収を観測するか或は前記電磁エネルギーの放射を中止した直後に於ける前記水晶振動子の残輝を前記アンテナ・コイルを介して受領する手法がある。

しかしながら上記いずれの方法に於いても使用するプローブは特定の温度・周波数特性を有する単一の圧電振動子を備えたものであった為、1個のプローブにて観測し得る点は1点だけ

であって、殊に体内に広く転移したガンの悪熱治療を行なわんとする場合多数のプローブを埋設する必要があり極めてわずらわしいのみならず患者に与える苦痛も多大なものとなるという欠陥があった。

本発明は上述の如き従来のプローブの欠陥を除去する為になされたものであって、特定温度に於ける共振周波数 f_0 と異なる複数の圧電振動子を前記アンテナ・コイルに並列に接続した生体内温度測定用プローブを提供することを目的とする。

以下、本発明をその原理と実施例とを示す図面によって詳細に説明する。

第1図は本発明に係るプローブの構成を示す図解図である。

即ち、X₁乃至X_nは特定の温度、例えば36℃に於ける共振周波数がそれぞれ0.000MHz, 1.0010MHz, ……、1.0040MHzの+5°Yカット水晶振動子でありこれらを夫々アンテナ・コイルに並列に接続したものである。

えられた所定温度域に共振した振動子の検出振動が検出されることも明らかであろう。

ところで本発明に係るプローブはこれを外科的に生体内に挿込むものにあつては第3図に示す如く生体組織となじみがよくしかも比較的自由に屈曲可能なプラスチックで包囲する必要があり、断くすることによって比較的自由に所望の側面点に各圧電振動子を配置することが可能となるものである。

一方、前記アンテナ・コイルLへの電磁波放射の方法としては各共振周波数の電磁エネルギーを順次与える方法と同時に与える方法とのいずれを用いてもよく前者によれば装置は簡単安価となり後者によれば装置は複雑高価となるが短時間で多点の温度測定が可能となる。

尚、上述の実施例に於いては圧電振動子を水晶振動子に又その数も5個としたが本発明がこれらに限定される必然性は全くなく振動子の種類、数種用途によって自由に選択し得ることはいうまでもない。

上述の如きカット・アンダルの水晶振動子は温度が1℃変化するとその共振周波数は第2図に示す如く僅か1KHz変動するものである。

そこで上記第1図に示す如く構成したプローブを生体内所望の位置に挿込み、生体外から所定周波数、例えば10MHzの電磁波を前記アンテナ・コイルLに放射したところ当該周波数に於けるエネルギー吸収が詳細説明を省略する体外測定器を構成するエネルギー検出器によって観測されたとき仮定すればこれは前記第2図から明らかな如く前記水晶振動子X₂の共振周波数が38℃であることを検知したことを意味することとが理解されよう。

尚、この際、前記水晶振動子X₁が48℃又はX₃が28℃であることをとも意味するが、例えば人体の組織が鋭い得る温度のレンジを参照すればこれらの可能性のあり得ないことは自明であろう。

又、圧電振動子の残像を利用する側面法に本発明のプローブを適用すれば同様に外部から与

又、プローブの形状も必ずしも直線的である必要はなく用途に応じて前記アンテナ・コイルを中心に放射状に或は分枝する如く圧電振動子を配置するものであつてもよい。

更に前記圧電振動子列と前記アンテナ・コイルとを分離結合自在の構造とし温度センサたる圧電振動子列を生体内深部に、前記アンテナ・コイルを生体表面近傍に配設して感度を向上し、前記両者を接続用アタッチメントを介して接続するようにしてもよい。

本発明に係る生体内温度測定用プローブは以上説明した如く構成し且つ機能するものであるから極めて簡単安価に構成し得ると共に単一のプローブによって生体内の多数のポイントの温度を短時間の内に測定することが可能となるので生物学或は医学上の研究を行う上でデータ採取効率を向上するのみならず殊にガンの悪熱療法を行う際の悪熱監視システムに適用するならば体内各所に転移したガン組織に対し少少同の外科手術によってプローブを配置することが可

能となるので患者に与える苦痛を軽減し、同時に多数の転移ガン治療する上で著しい効果を発揮するものである。

4. 図面の簡単な説明

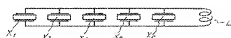
第 1 図は本発明に係るプローブの基本構成を示す回路図、第 2 図はその調音原理を説明する図、第 3 図は本発明に係るプローブの一実施例を示す断面図である。

X₁ 乃至 X_n …… 圧電素子、L …… アンテナ

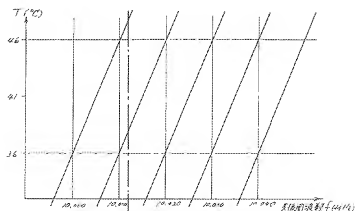
・ コイル

特許出願人 齊 藤 義 明

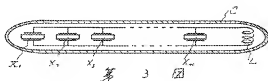
同 東 都 油 信 機 株 式 会 社



第 1 図



第 2 図



第 3 図

明